

10/540208

JC17 Rec PCT/PTO 20 JUN 2005

AN: PAT 2002-315167

TI: Disposable biosensor, useful e.g. for enzymatic determination of glucose in blood, includes protective layer to prevent loss of sublimable electron-transfer mediator

PN: WO200202796-A2

PD: 10.01.2002

AB: NOVELTY - Disposable biosensor (A) comprises a carrier (1) on which electrical leads (2), counter electrode (6) and working electrode (5) are deposited; a dielectric insulating layer (3) that covers (1) and (2) and has openings (4) for connection to a potentiostat and for the electrode system, and an analyte-recognizing component (I). DETAILED DESCRIPTION - Disposable biosensor (A) comprises: (i) a carrier (1) on which electrical leads (2), counter electrode (6) and working electrode (5) are deposited; (ii) dielectric insulating layer (3) that covers (1) and (2) and has openings (4) for connection to a potentiostat and for the electrode system; and (iii) an analyte-recognizing component (I). Electrode (5) is formed from a reactive layer comprising electron-conductive material (B) and an easily sublimed electron-transfer mediator (II), and it is covered with a polymeric protective layer (8). An INDEPENDENT CLAIM is also included for a method for determining an analyte in a liquid sample using (A).; USE - (A) are used to determine analytes, particularly glucose, lactate, uric acid, ascorbate, ethanol, cholesterol or hydrogen peroxide in synthetic solutions, nutrient solutions or body fluids (blood, serum, plasma and urine). Other suitable analytes are DNA, antigens and ligands. (A) is particularly used for rapid on-site quantification of analytes. ADVANTAGE - Layer (8) prevents evaporation of (II) so the biosensor does not lose sensitivity during storage or in contact with sample liquid. (8) also functions as a diffusion barrier to extend the linear measurement range of the sensor.

PA: (INVE-) INVENTUS BIOTEC GES INNOVATIVE BIOANALYT;
(INVE-) INVENTUS BIOTEC GES INNOVATIVE BIOANALY;

IN: BARTETZKO N; BARTETZKO R; KOCH J H; MUELLER U; SCHMIDLIN Y;
SPECHT A;

FA: WO200202796-A2 10.01.2002; EP1307583-A2 07.05.2003;
DE10032042-A1 24.01.2002; DE20022642-U1 14.03.2002;
AU200183921-A 14.01.2002;

CO: AE; AG; AL; AM; AT; AU; AZ; BA; BB; BE; BG; BR; BY; BZ; CA;
CH; CN; CO; CR; CU; CY; CZ; DE; DK; DM; DZ; EA; EE; EP; ES; FI;
FR; GB; GD; GE; GH; GM; GR; HR; HU; ID; IE; IL; IN; IS; IT; JP;
KE; KG; KP; KR; KZ; LC; LI; LK; LR; LS; LT; LU; LV; MA; MC; MD;
MG; MK; MN; MW; MX; MZ; NL; NO; NZ; OA; PL; PT; RO; RU; SD; SE;
SG; SI; SK; SL; SZ; TJ; TM; TR; TT; TZ; UA; UG; US; UZ; VN; WO;
YU; ZA; ZW;

DN: AE; AG; AL; AM; AT; AU; AZ; BA; BB; BG; BR; BY; BZ; CA; CH;
CN; CO; CR; CU; CZ; DE; DK; DM; DZ; EE; ES; FI; GB; GD; GE; GH;
GM; HR; HU; ID; IL; IN; IS; JP; KE; KG; KP; KR; KZ; LC; LK; LR;
LS; LT; LU; LV; MA; MD; MG; MK; MN; MW; MX; MZ; NO; NZ; PL; PT;
RO; RU; SD; SE; SG; SI; SK; SL; TJ; TM; TR; TT; TZ; UA; UG; US;
UZ; VN; YU; ZA; ZW;

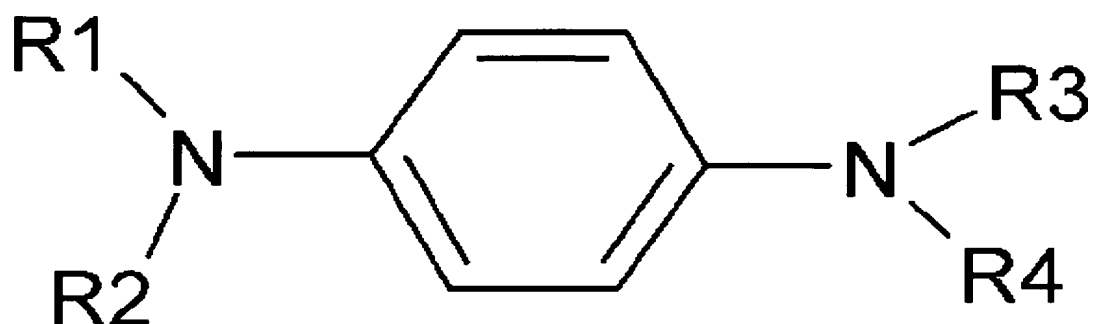
DR: AT; BE; CH; CY; DE; DK; EA; ES; FI; FR; GB; GH; GM; GR; IE;
IT; KE; LS; LU; MC; MW; MZ; NL; OA; PT; SD; SE; SL; SZ; TR; TZ;
UG; ZW; AL; LI; LT; LV; MK; RO; SI;

IC: C12Q-001/00; C12Q-001/26; C12Q-001/32; C12Q-001/42;
G01N-027/327; G01N-027/403; G01N-033/543;

MC: A12-E13; A12-V03C2; A12-W11L; B01-D02; B04-B04B1; B04-B04D4;
B04-B04D5; B04-C03; B04-E01; B04-G01; B04-L01; B04-L03;
B04-L05A; B05-A03B; B05-C06; B05-C07; B05-C08; B06-D09;
B07-A02A; B10-A07; B10-B01A; B10-C04D; B10-E04D; B11-C08B;
B11-C08E3; B11-C09; B12-K04A; B12-K04E; B12-K04F; D05-A02;
D05-H09; D05-H11; D05-H12; S03-E03C1; S03-E14H; S03-E14X;

THIS PAGE BLANK

S05-C01;
DC: A89; B04; D16; S03; S05;
FN: 2002315167.gif
PR: DE1032042 05.07.2000; DE2022642 05.07.2000;
FP: 10.01.2002
UP: 20.05.2003



(II)

THIS PAGE BLANK (92.10)



19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

12 **Gebrauchsmusterschrift**
10 **DE 200 22 642 U 1**

51 Int. Cl. 7:
G 01 N 27/327
G 01 N 27/403

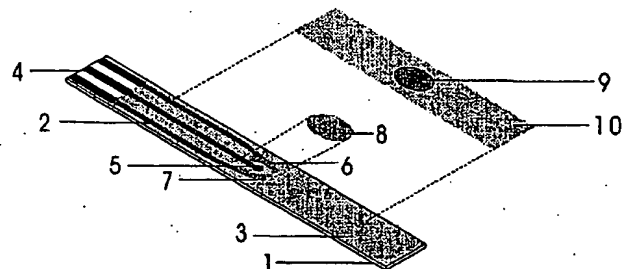
21	Aktenzeichen:	200 22 642.8
67	Anmeldetag:	5. 7. 2000
	aus Patentanmeldung:	100 32 042.2
47	Eintragungstag:	14. 3. 2002
43	Bekanntmachung im Patentblatt:	18. 4. 2002

DE 200 22 642 U 1

- 73 Inhaber:
Inventus BioTec Gesellschaft für innovative
Bioanalytik, Biosensoren und Diagnostika mbH &
Co. KG, 48161 Münster, DE
- 74 Vertreter:
Patentanwälte Leifert & Steffan, 40213 Düsseldorf

54 Elektrochemischer Einwegbiosensor für die quantitative Bestimmung von Analytkonzentrationen in Flüssigkeiten

- 57 Einwegbiosensor umfassend ein Trägermaterial (1), elektrische Leiterbahnen (2), die auf dem Trägermaterial aufgebracht sind, eine dielektrische Isolatorschicht (3), welche das Trägermaterial (1) sowie die elektrischen Leiterbahnen (2) bedeckt und Aussparungen für die Kontaktierung (4) einer Potentiostateinheit und für ein Elektrodensystem umfassend eine Gegenelektrode (6) und eine aus einer Reaktionsschicht gebildete Arbeitselektrode (5) aufweist, sowie eine analyterkennende Biokomponente, dadurch gekennzeichnet, dass
- die Reaktionsschicht neben einem elektronenleitenden Material einen leicht sublimierenden Elektronentransfermediator enthält und
 - das Elektrodensystem von einer polymeren Schutzschicht (8) bedeckt ist.



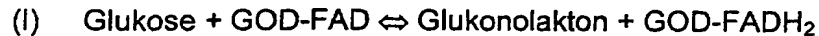
DE 200 22 642 U 1

ELEKTROCHEMISCHER EINWEGBIOSENSOR FÜR DIE QUANTITATIVE BESTIMMUNG VON ANALYTKONZENTRATIONEN IN FLÜSSIGKEITEN

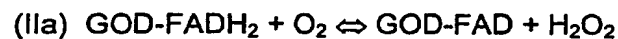
BESCHREIBUNG

- 5 Die vorliegende Erfindung betrifft einen Einwegbiosensor umfassend ein Trägermaterial, elektrische Leiterbahnen, ein Elektrodensystem umfassend eine Gegenelektrode und eine aus einer Reaktionsschicht gebildete Arbeitselektrode, eine dielektrische Isolatorschicht, welche das Trägermaterial sowie die elektrischen
- 10 Leiterbahnen bedeckt und Aussparungen für die Kontaktierung einer Potentiostateinheit und für das Elektrodensystem aufweist, sowie eine analyterkennende Biokomponente. Die Erfindung betrifft außerdem Verfahren zur Bestimmung von Analyten in einer flüssigen Probe unter Verwendung der erfindungsgemäßen Einwegbiosensoren, die Verwendung leicht sublimierender
- 15 Verbindungen als Elektronentransfermediatoren eines elektrochemischen Sensors zur Überführung von Elektronen von einem Enzym zu einem elektronenleitenden Material, sowie die Verwendung der erfindungsgemäßen Einwegbiosensoren zur Bestimmung von Analytkonzentrationen in Körper- oder Probenflüssigkeiten.
- 20 Elektrochemische Detektionssysteme auf der Basis mediatorsmodifizierter Biosensoren zur spezifischen quantitativen Bestimmung eines Analyten in einer flüssigen Probe sind in der Literatur und in vielen Patenten bereits ausführlich beschrieben worden (zum Beispiel in der EP 0 552 223, US 5,288,636, US 4,711,245). Dabei handelt es sich zumeist um Biosensoren für Analyte, die durch
- 25 Enzyme der Klasse der Oxidoreduktasen spezifisch umgesetzt werden können (Laktat, Cholesterol, Ethanol, Wasserstoffperoxid, Harnsäure usw.). Teilweise sind mediatorsmodifizierte Biosensoren bereits als kommerzielle Produkte erhältlich. Das bekannteste Beispiel eines solchen Biosensors ist der Glukosebiosensor, der in der medizinischen Diagnostik von Diabetikern genutzt wird, um Glukosekonzentrationen
- 30 im Vollblut zu bestimmen. Das Detektionsprinzip eines mediatorsmodifizierten Biosensors ist zum Beispiel in der EP 0 552 223 für einen Glukosebiosensor beschrieben.

Das in einem Glukosebiosensor verwendete Enzym ist die Glukoseoxidase (GOD). Die GOD besitzt eine prosthetische Gruppe in Form eines Flavinadeninukleotid-Moleküls (FAD) und katalysiert die Reaktion der Glukose zu Glukonolakton gemäß Gleichung (I):



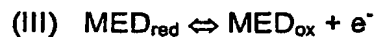
Grundsätzlich ist es nun möglich, in einer weiteren Redox-Reaktion das reduzierte Enzym (GOD-FADH₂) mit Sauerstoff (O₂) zu GOD-FAD unter Bildung von Wasserstoffperoxid (H₂O₂) gemäß Gleichung (IIa) zu oxidieren und anschließend durch die Bestimmung der Wasserstoffperoxid-Konzentration mittels einer Platinelektrode die Glukosekonzentration in der Probe direkt zu ermitteln.



In den meisten Ausführungen des Glukosebiosensors wird jedoch ein elektronenübertragender Mediator verwendet, um die Glukosemenge in der Probe zu quantifizieren. Dieser Mediator oxidiert in einem zweiten Reaktionsschritt das Enzym, so dass dieses für die Reaktion (I) wieder zur Verfügung steht:



Die Glukosekonzentration in der Probe läßt sich nun bestimmen, indem man in einer amperometrischen Messung den reduzierten Mediator (MED_{red}) an der Arbeitselektrode des Biosensors wieder oxidiert und den dabei fließenden Strom quantifiziert:



Um diese Reaktion ablaufen zu lassen, benötigt man eine Potentiostateinheit, die ein geeignetes Meßpotential vorgibt und den fließenden Strom mißt. Der Strom ist dabei proportional zur Konzentration der Glukose in der Probe.

Das Detektionsprinzip eines mediatorsmodifizierten Biosensors hat gegenüber der direkten Quantifizierung des Wasserstoffperoxids an einer Platinelektrode den Vorteil, dass bei einem niedrigen Arbeitspotential (0-350 mV vs. Ag/AgCl) gearbeitet werden kann. Dies dient der Verminderung, im Idealfall sogar der Vermeidung von störenden Interferenzen, die durch die Oxidation von Begleitsubstanzen entstehen können (Störsubstanzen im Blut sind beispielsweise Ascorbinsäure, Harnsäure, oder Paracetamol).

Eine weitere Möglichkeit, modifizierte Biosensoren zu nutzen, besteht darin, Analyte, die sich spezifisch in einem enzymmarkierten Assay einbinden lassen, zu quantifizieren. Dazu wird der Analyt spezifisch an ein auf der Oberfläche des Sensors immobilisiertes Fängermolekül (analyterkennende Biokomponente) gebunden. An diesen Komplex aus Fängermolekül und Analyt wird wiederum ein mit einem Enzym gelabeltes Molekül gekoppelt. Die Konzentration des eingebundenen Analyten lässt sich bestimmen, indem man die Enzymmenge, die über den Assay an der Oberfläche des Biosensors immobilisiert ist, quantifiziert. Dies erfolgt durch Zugabe einer definierten Konzentration eines Substrates, welches durch das Enzym umgesetzt wird. Der Mediator des Biosensors regeneriert das an den Assay gebundene Enzym entsprechend Gleichung (IIb). Die Detektionsreaktion ist wiederum die Oxidation bzw. Reduktion des Mediators an der Biosensoroberfläche (siehe Gleichung III). Der dabei zu messende Strom ist proportional zur gelabelten Enzymmenge und damit auch proportional zur im Assay gebundenen Analytmenge. Dieses Sensorprinzip wird beispielsweise in der Immunosensorik oder der DNA-Analytik angewendet.

Verbindungen, die als Mediatoren in den Biosensoren eingesetzt werden, sollten sich dadurch auszeichnen, dass sie ein niedriges Redoxpotential aufweisen, dass sie hohe Umsetzungsraten mit dem Enzym erreichen, dass sie im reduzierten Zustand nicht leicht löslich sind und dass sie stabil und inert gegenüber anderen Begleitsubstanzen sind. In der Literatur und in zahlreichen Patenten sind viele Verbindungen publiziert, die sich als Mediatoren in Biosensoren einsetzen lassen. Eine große Gruppe von Mediatoren stellen metallorganische Verbindungen dar. Beispiele dafür sind Ferrocen-Derivate (Britisches Patent 8132034, US 4,711,245), Übergangsmetallkomplexe (US 5,710,011), z. B. Kaliumhexacyanoferrat (US

5,645,709), Nickel- oder Kobaltbipyridyl sowie Osmium enthaltende organische Verbindungen (US 5,846,702). Diese metallorganischen Mediatoren weisen jedoch den Nachteil auf, dass sie eine vergleichsweise geringe Umsetzungsrate aufweisen und dementsprechend in hohen Konzentrationen eingesetzt werden müssen. Dies ist ungünstig vor allem für die Verwendung dieser Mediatoren in Einwegbiosensoren in Form von Teststreifen. Ein weiterer Nachteil der metallorganischen Mediatoren ist ihre gute Löslichkeit in Wasser. Diese hat zur Folge, dass die Mediatoren bei einem Kontakt mit der Probeflüssigkeit relativ leicht aus dem Elektrodenraum herausdiffundieren können, so dass sich zum einen die Sensitivität des Biosensors aufgrund einer Abnahme der Mediatorkonzentration im Elektrodenraum verschlechtert und es zum anderen durch den Kontakt der Mediatoren mit Begleitsubstanzen, die vor allem bei der Analyse von Blutproben vorhanden sind, zu störenden Nebenreaktionen kommen kann. Vorteilhafter sind daher Verbindungen, die eine geringere Löslichkeit aufweisen und auch in geringerem Umfang mit Begleitsubstanzen wechselwirken.

Diese gewünschten, vorteilhaften Eigenschaften werden in der Regel von Molekülen erfüllt, die chinoide Strukturen ausbilden (Hydrochinon/Benzochinon, p-Aminophenol/p-Iminochinon) und die daher ebenfalls als Mediatoren in Biosensoren eingesetzt werden. Häufig verwendete Verbindungen sind auch das Tetrathiafulvalen (TTF), Tetracyanoquinodimethan (TCNQ) oder N-Methyl-Phenazinium (NMP) (US 5,876,952). Viele dieser Verbindungen zeichnen sich vor allem aufgrund ihrer photosensorischen Eigenschaften als gute Elektronendonatoren bzw. -akzeptoren aus und werden daher häufig als Mediatoren in Biosensoren eingesetzt. Zu nennen sind in diesem Zusammenhang beispielsweise N,N,N',N'-tetrakis-(2'-hydroxyethyl)-p-phenylendiamin (THEPD) und N,N,N',N'-tetrakis-carboxymethyl-p-phenylendiamin (TCPD) (US 5,609,749) sowie 1,4-Diamino-2,3,5,6-tetramethylbenzen, 2,5-Diethyl-1,4-bis(dimethylaminobenzen), N-(4-Morpholinophenyl)hexahydroazepin, Meldolablau u. a. (WO 9207263). Diese Moleküle sind im wesentlichen Derivate des Phenylendiamins (PPD), das, wie auch das N,N,N',N'-Tetraphenylendiamin (TMPD), ebenfalls gute Donator/Akzeptoreigenschaften aufweist (J. Anal. Chem. USSR 45 (1990)). Im Vergleich zu den metallorganischen Mediatoren zeichnen sich die Derivate des PPDs zwar durch eine erhöhte Umsetzungsrate sowie eine geringere Löslichkeit aus, der Nachteil dieser leicht sublimierenden Verbindungen besteht

jedoch darin, dass sie einen verhältnismäßig hohen Dampfdruck besitzen. Dies führt dazu, dass der Mediator, nachdem er auf das Substrat des Biosensors aufgetragen wurde, sich im Laufe der Zeit verflüchtigt und so die Sensitivität des Biosensors bei einer längeren Lagerung abnimmt. Problematisch ist des Weiteren die Tatsache, dass die Derivate des PPDs aufgrund einer wenn auch im Vergleich zu den metallorganischen Mediatoren geringen Löslichkeit in Wasser bei einem Kontakt mit der wässrigen Probenflüssigkeit aus dem Elektrodenraum herausdiffundieren und folglich durch die Abnahme der Mediatorkonzentration eine geringere Sensitivität des Biosensors beobachtet wird.

Die der vorliegenden Anmeldung zugrunde liegende Aufgabe bestand demnach in der Entwicklung eines mediatorsmodifizierten Biosensors, der trotz der Verwendung leicht sublimierender Verbindungen als Mediatoren die oben genannten Nachteile eines Sensitivitätsverlustes aufgrund einer längeren Lagerung oder als Folge des Kontaktes mit der Probenflüssigkeit nicht aufweist.

Die Aufgabe wurde erfindungsgemäß dadurch gelöst, dass in einem Biosensor der eingangs genannten Art das Elektrodensystem mit einer polymeren Schutzschicht versehen wurde. Durch diese Schutzschicht läßt sich nicht nur die Sensitivität des Biosensors steigern, indem die Schutzschicht den Mediator, der sich aus der Elektrode löst, in Elektrodennähe hält, sondern vor allem auch eine deutliche Verbesserung der Langzeitstabilität des Biosensors trotz der Verwendung leicht sublimierender Mediatoren erzielen. Dies ist vor allem darauf zurückzuführen, dass die polymere Schutzschicht der Verdampfung des Mediators entgegenwirkt. Auch läßt sich durch die Wirkung dieser polymeren Schutzschicht als Diffusionsbarriere der lineare Meßbereich des Biosensors verlängern.

Viele in Publikationen und Patenten vorgestellte Biosensoren sind aus den unterschiedlichsten Gründen mit polymeren Schichten versehen worden. So werden beispielsweise polymere Membranen verwendet, um die Enzyme auf der Sensoroberfläche zu immobilisieren (EP 0 851 244, EP 0 894 869, EP 0 856 586, EP 0 909 952). In anderen Anwendungen wird mit Hilfe eines Polymers eine sogenannte Reaktionsschicht über der Arbeitselektrode aufgebaut, die sowohl den Mediator als auch das Enzym enthält (Patente der Matsushita Electric Ind. Co. LTD, JP, z.B.: US

5,192,415, EP 0 901 018, WO 9835225). Polymere Schichten können darüber hinaus dazu dienen, Interferenzen durch Störsubstanzen zu vermeiden oder die Sensoroberfläche vor Kontaminationen zu schützen (letzteres ist besonders bei Mehrwegbiosensoren und der Entwicklung von *in vivo* Sensoren von großer Bedeutung). Nafionschichten werden häufig verwendet, um Interferenzen durch anionische Störsubstanzen (z. B. Ascorbat) zu verringern (US 5,312,590). Eine Schicht aus Polyacrylamid kann dazu dienen, den Einfluß des Hämatocrit einer Blutprobe auf das Sensorsignal zu reduzieren (EP 0 769 558). Letztendlich lassen sich polymere Schichten auch dazu nutzen, eine Passivierungsschicht zu erzeugen, die unspezifische Bindungen an der Sensorelektrode verhindert (DE 198 06 642). Die Verwendung einer polymeren Schutzschicht zur Verhinderung des Verdampfens eines leicht sublimierenden Mediators und somit auch zur Verbesserung der Langzeitstabilität von Biosensoren ist hingegen bisher in der Literatur noch nicht beschrieben worden.

15 Die Gegenstand der vorliegenden Erfindung betrifft einen Einwegbiosensor umfassend ein Trägermaterial, elektrische Leiterbahnen, ein Elektrodensystem umfassend eine Gegenelektrode und eine aus einer Reaktionsschicht gebildete Arbeitselektrode, eine dielektrische Isolatorschicht, welche das Trägermaterial sowie die elektrischen Leiterbahnen bedeckt und Aussparungen für die Kontaktierung einer Potentiostateinheit und für das Elektrodensystem aufweist, sowie eine analyterkennende Biokomponente. Der erfindungsgemäß Einwegbiosensor ist dadurch gekennzeichnet, dass die Reaktionschicht einen leicht sublimierenden Mediator enthält und dass das Elektrodensystem von einer polymeren Schutzschicht bedeckt ist. Der erfindungsgemäße Einwegbiosensor wird in der Form eines Chips hergestellt und in Kombination mit einer Potentiostateinheit angewendet. Er dient zur schnellen Vor-Ort-Quantifizierung von Analytkonzentrationen in Flüssigkeiten. Die nachweisbaren Analyte sind Substanzen, die sich spezifisch durch Oxidoreduktasen umsetzen oder sich in einem enzymmarkierten Immuno- oder Rezeptorassay einbinden lassen. Die Quantifizierung erfolgt amperometrisch oder zykelvoltammetrisch.

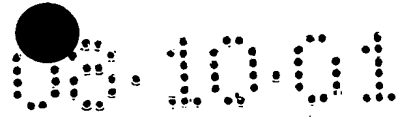
Der Aufbau einer der bevorzugten Ausführungsformen des erfindungsgemäßen Biosensors ist als Beispiel in der Abbildung 1 dargestellt. Der Biosensor umfaßt ein

Trägermaterial (1), auf dem nacheinander elektrische Leiterbahnen (2), eine Isolatorschicht (3), ein Elektrodensystem umfassend eine Gegenelektrode (6) und eine Arbeitselektrode (5), sowie eine das Elektrodensystem bedeckende polymere Schutzschicht (8) vorzugsweise durch Masken- oder Siebdruck aufgebracht worden sind, sowie eine analyterkennende Biokomponente. Die Arbeitselektrode (5) wird aus einer einen leicht sublimierenden Mediator sowie ein elektronenleitendes Material enthaltenden Reaktionsschicht gebildet. Die Leiterbahnen dienen dazu, die jeweiligen Elektroden mit den Anschlußpunkten (4), über die der Biosensor mit der Potentiostateinheit kontaktiert wird, zu verbinden. Die Isolatorschicht (3) bedeckt die Leiterbahnen und weist Aussparungen für die Anschlußpunkte (4) und sowie für das Elektrodensystem auf und dient der Verhinderung von parasitären Strömen. In der in dieser Abbildung 1 dargestellten bevorzugten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Einwegbiosensors umfaßt das Elektrodensystem neben der Gegenelektrode (6) und der Arbeitselektrode (5) noch eine Referenzelektrode (7). Durch die Verwendung dieser Referenzelektrode kann eine deutliche Verbesserung der Meßgenauigkeit erzielt werden.

Die Leiterbahnen (2) bestehen aus einer als wesentliche Bestandteile Kohlenstoff-, Silber-, Platin- oder Goldpartikel enthaltenden Polymerpaste. Die Leiterbahnen (2) werden vorzugsweise durch Sieb- oder Maskendruck auf das Trägermaterial (1) aufgebracht und anschließend ausgehärtet.

Das zur Herstellung der Einwegbiosensoren verwendete Trägermaterial (1) besteht bevorzugt aus Polycarbonat, Polyvinylchlorid (PVC), Polyethylenterephthalat (PET), Polypropylen, Polyester oder Polystyrol.

Zur Herstellung der Gegenelektrode (6) und der Referenzelektrode (7) wird bevorzugt eine Silberpartikel- und Silberchlorid-haltige Leitpaste, der ein leicht lösliches Chloridsalz (z. B. Natriumchlorid oder Kaliumchlorid) zugesetzt worden ist, verwendet. Die Gegenelektrode (6) und die Referenzelektrode (7) werden vorzugsweise durch Sieb- oder Maskendruck auf das Trägermaterial (1) aufgebracht und anschließend ausgehärtet.



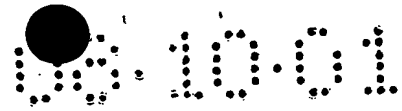
Die Reaktionschicht, aus der die Arbeitselektrode (5) gebildet worden ist, enthält neben dem leicht sublimierenden Elektronentransfermediator ein elektronenleitendes Material, welches aus einer als wesentliche Bestandteile Kohlenstoff-, Platin-, Palladium-, Rhodium- oder Goldpartikel enthaltenden, aushärtbaren Polymerpaste besteht. Die Reaktionsschicht wird vorzugsweise durch Sieb- oder Maskendruck auf das Trägermaterial (1) aufgebracht und anschließend ausgehärtet.

Bei den in der vorliegenden Erfindung verwendeten leicht sublimierenden Mediatoren handelt es sich um Verbindungen, die einen Dampfdruck von mindestens $1 \cdot 10^{-5}$ mmHg bei 25°C aufweisen. Die Mediatoren besitzen vorzugsweise die in der Abbildung 2 dargestellte Struktur, in der die Reste R^1 , R^2 , R^3 und R^4 gleich oder verschieden sein können und ein Wasserstoffatom, einen C_1 - C_{10} -Alkylrest, bevorzugt einen C_1 - C_5 -Alkylrest, oder einen Arylrest darstellen. Bevorzugte Mediatoren sind p-Aminodiphenylamin, p-Phenylendiamin oder N,N,N',N'-Tetramethyl-p-phenylendiamin.

Eine den Mediator stabilisierende hydrophile Schutzschicht (8) in Form eines polymeren Hydrogels, die der Verdampfung des Elektronentransfermediators entgegenwirkt und gleichzeitig die Sensitivität des Biosensors erhöht und als Diffusionsbarriere fungiert, bedeckt das vollständige Elektrodensystem. Die vorzugsweise sieb- oder maskengedruckte polymere Schutzschicht (8) besteht im wesentlichen aus einem Hydrogel aus Polyvinylpyrrolidon (PVP), Polyethylenoxid (PEO), Stärke oder Gelatine.

Als analyterkennende Biokomponente kann ein Enzym, ein DNA-Molekül, ein Fänger-Antikörper oder ein Rezeptor-Molekül fungieren. Als Enzym wird bevorzugt eine Oxidoreduktase, eine Dehydrogenase, eine β -Galaktosidase oder eine alkalische Phosphatase verwendet. Besonders bevorzugte Enzyme sind Glukoseoxidase (GOD), Laktatoxidase (LOD), Uricase, Ascorbatoxidase, Ethanoloxidase, Cholesteroloxidase oder Peroxidase (POD).

In der in der Abbildung 1 dargestellten bevorzugten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Biosensors ist des Weiteren über dem Elektrodensystem des



Biosensors ein Kunststoffgewebe (9) mit einem einseitig klebenden Tape (10) befestigt. Das einseitig klebende Tape (10) weist eine Aussparung auf, in welche die flüssige Probe gebracht werden kann, so dass die Probe über das Kunststoffgewebe (9) die Elektroden, welche durch die Potentiostateinheit mit einer Meßspannung versorgt werden, kontaktiert. Dieses Gewebe dient jedoch nicht nur der schnellen und gleichmäßigen Verteilung der Probe über den Elektroden, sondern auch zum dem Schutz der Biosensoroberfläche vor Zerstörung oder Kontamination, die beispielsweise auftreten können, wenn als Probe Kapillarblut mit dem Finger aufgetragen wird. Das Kunststoffgewebe (9) besteht bevorzugt aus einem Polyethylen-, Polypropylen- oder Polyamidnetz, während das Tape (10) aus einer einseitig klebenden Polyester-, PVC- oder Papierklebefolie besteht.

Je nach Lokalisation der analyterkennenden Biokomponente und nach Struktur der Reaktionsschicht können grundsätzlich fünf verschiedene Ausführungsformen des erfindungsgemäßen Biosensors unterschieden werden.

1. In einer ersten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Biosensors besteht die Reaktionsschicht aus einer einzigen Schicht enthaltend die elektronenleitende Polymerpaste, den leicht sublimierenden Mediator sowie die analyterkennende Biokomponente.
2. In einer zweiten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Biosensors besteht die Reaktionsschicht aus einer einzigen Schicht enthaltend die elektronenleitende Polymerpaste und den leicht sublimierenden Mediator. In dieser Ausführungsform ist die analyterkennende Biokomponente jedoch in der polymeren Schutzschicht (8) lokalisiert.
3. In einer dritten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Biosensors besteht die Reaktionsschicht aus zwei Schichten, wobei die erste Schicht aus der elektronenleitenden Polymerpaste sowie dem leicht sublimierenden Mediator gebildet wird und von einer zweiten, hydrophilen polymeren Deckschicht bedeckt ist, die als Träger der analyterkennenden Biokomponente fungiert.

DE 200 22 642 U1

4. In einer vierten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Biosensors besteht die Reaktionsschicht ebenfalls aus zwei Schichten, wobei in diesem Fall die erste Schicht aus der elektronenleitenden Polymerpaste gebildet wird und von einer zweiten, hydrophilen polymeren Deckschicht bedeckt ist, die als Träger der analyterkennenden Biokomponente und des leicht sublimierenden Mediators fungiert.
5. In einer fünften Ausführungsform des erfindungsgemäßen Biosensors besteht die Reaktionsschicht ebenfalls aus zwei Schichten, wobei die erste Schicht aus der elektronenleitenden Polymerpaste gebildet wird und von einer zweiten, hydrophilen polymeren Deckschicht bedeckt ist, die als Träger des leicht sublimierenden Mediators fungiert. Die analyterkennende Biokomponente ist in dieser Ausführungsform in der polymeren Schutzschicht (8) lokalisiert.
- 15 Die analyterkennende Biokomponente kann sowohl direkt oder aber über eine Avidin/Biotin-Wechselwirkung (siehe Abbildungen 18 und 20) in der Reaktionschicht oder aber in der polymeren Schutzschicht (8) immobilisiert sein.

Die gegebenenfalls in der Reaktionschicht enthaltende polymere Deckschicht besteht im wesentlichen aus einem Hydrogel aus Polyvinylpyrrolidon (PVP), Polyethylenoxid (PEO), Stärke oder Gelatine, welches bevorzugt durch Sieb- oder Maskendruck aufgedruckt worden ist.

- 25 Die vorliegende Erfindung betrifft auch ein Verfahren zur Bestimmung von Analytkonzentrationen in wässrigen Lösungen unter Verwendung der erfindungsgemäßen Einwegbiosensoren.

Bei der Verwendung derjenigen Ausführungsform des Biosensors, bei der die analyterkennende Biokomponente ein Enzym, z. B. Glukoseoxidase, Laktatoxidase, Alkoholoxidase, Peroxidase oder Uricase ist, wird eine flüssige Probe zunächst auf das Elektrodensystem des Biosensors gebracht. Der zu bestimmende Analyt, z. B. Glukose, wird dann durch das jeweilige Enzym, wie dies für den Fall des Glukose-Nachweises in Gleichung (I) beschrieben ist, reduziert. Das reduzierte Enzym



reduziert dann in einem weiteren Reaktionsschritt entsprechend der Gleichung (IIb) den Mediator. Über eine Potentiostateinheit, die ein geeignetes Meßpotential vorgibt, wird dann der Mediator oxidiert und der dabei fließende Strom, der proportional zur Analytkonzentration ist, bestimmt.

5

Wenn der erfindungsgemäße Biosensor als enzymmarkierter Immunoassay, als DNA-Assay oder als Ligand-Assay eingesetzt wird, so wird auch in diesem Fall zunächst eine flüssige Probe auf das Elektrodensystem des Biosensors gebracht. Das in der Probenflüssigkeit enthaltende Antigen, das sequenzspezifische DNA-Molekül oder der Ligand binden dann an die in der Reaktionschicht oder der polymeren Schutzschicht (8) immobilisierte analyterkennende Biokomponente (Antikörper, DNA-Sonde oder Rezeptor). Anschließend wird die Sensoroberfläche gewaschen und danach mit einer Lösung bedeckt, die ein analytspezifisches Enzym-Konjugat enthält, welches die sequenzspezifische DNA, das Antigen oder den Liganden erkennt. Dieses Enzym-Konjugat bindet an den Analyten (Antikörper, DNA-Sonde oder Rezeptor) und die Menge des in der Reaktionschicht oder der polymeren Schutzschicht (8) gebundenem Enzym-Konjugates ist proportional zur Analytmenge in der zu Beginn aufgetragenen Probenflüssigkeit. Nach erneutem gründlichen Waschen der Oberfläche der Arbeitselektrode wird diese mit einer weiteren Lösung enthaltend ein Substrat des Enzym-Konjugates beschichtet. Das Substrat wird vom Enzym umgesetzt und das reduzierte oder oxidierte Enzym reagiert dann entsprechend Gleichung IIb) mit dem Mediator. Über eine Potentiostateinheit, die ein geeignetes Meßpotential vorgibt, wird dann der dabei fließende Strom bestimmt.

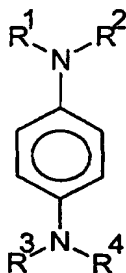
25

Die vorliegende Erfindung betrifft auch die Verwendung leicht sublimierender Verbindungen mit einem Dampfdruck von mindestens $1 \cdot 10^{-5}$ mmHg bei 25°C als Elektronentransfermediatoren zur Überführung von Elektronen von einem Enzym zu einem elektronenleitenden Material, wobei sich diese Mediatoren in einer Reaktionsschicht befinden, welche durch eine polymere Schutzschicht (8) bedeckt ist. Die polymere Schutzschicht (8) wirkt der Sublimation des Mediators entgegen, so dass sich die Langzeitstabilität des Sensors erheblich verlängern läßt. Bei den zur Überführung von Elektronen von einem Enzym zu einem elektronenleitenden

30

Material bevorzugt verwendeten Mediatoren handelt es sich um leicht sublimierende Verbindungen mit der Struktur (I),

(I)



in der die Reste R^1 , R^2 , R^3 und R^4 gleich oder verschieden sein können und ein Wasserstoffatom, einen C_1 - C_{10} -Alkylrest, bevorzugt einen C_1 - C_5 -Alkylrest, oder einen Arylrest darstellen. Bevorzugte zur Überführung von Elektronen von einem Enzym zu einem elektronenleitenden Material verwendete Mediatoren sind p-Aminodiphenylamin, p-Phenylendiamin oder N,N,N',N'-Tetramethyl-p-phenylendiamin.

Die vorliegende Erfindung betrifft des weiteren die Verwendung des erfindungsgemäßen Einwegbiosensors zur Bestimmung von Analytkonzentrationen in Körper- oder Probenflüssigkeiten. Bei den mit dem erfindungsgemäßen Biosensor nachweisbaren Analyten handelt es sich bevorzugt um Glukose, Laktat, Harnsäure, Ascorbat, Ethanol, Cholesterol oder Wasserstoffperoxid. Auch sequenzspezifische DNA-Fragmente, spezifische Antigene oder auch Liganden können mit besonderen Ausführungsformen des erfindungsgemäßen Biosensors nachgewiesen werden. Bei den Flüssigkeiten, die mit dem vorliegenden Biosensor analysiert werden können, handelt es sich um wäßrige synthetische Lösungen, Nährlösungen, oder aber auch um Blut, Blutserum, Blutplasma oder um Urin.

BEISPIELE

Allgemeine Hinweise zur Charakterisierung der Sensoren

5 Das Redox-Verhalten des im Einwegbiosensor eingesetzten Mediators läßt sich anhand von zyklischen Voltammogrammen in einer gepufferten Lösung (PBS, pH 7,4, 154 mM Cl⁻) darstellen. Darin auftretende Peaks verdeutlichen die elektrochemische Oxidierbarkeit bzw. Reduzierbarkeit des Mediators. Die Peakpotentiale bestimmen das Arbeitspotential des Biosensors. Die Peakströme sind
10 ein Maß für die oxidierte bzw. reduzierte Stoffmenge. Sinkende Peakströme nach längeren Lagerzeiten der Biosensoren deuten demnach auf den Verlust oder den Zerfall des Mediators hin.

Zur Überprüfung der Stabilität eines Mediators werden zyklische Voltammogramme
15 in gepufferten wässrigen Lösungen in regelmäßigen Zeitabständen mit jeweils unbenutzten Biosensoren durchgeführt und die erhaltenen Peakströme verglichen.

Sowohl zyklische Voltammogramme als auch amperometrische Messungen in analythaltigem Puffer zeigen die Fähigkeit des jeweiligen Mediators, das Enzym zu
20 regenerieren und die Elektronen auf die Elektrode zu übertragen. Dies äußert sich in beiden Experimentformen in einer Erhöhung der Ströme gegenüber Messungen, die in analytfreiem Puffer durchgeführt werden. Mit Hilfe amperometrischer Messungen bei verschiedenen Analytkonzentrationen läßt sich die Sensitivität der Biosensoren ermitteln. Diese ist definiert als der Anstieg des Stromes mit größer werdender
25 Konzentration. Sowohl die mit zunehmendem Sensoralter auftretende Änderung der Sensitivität als auch die Änderung der Peakströme im zyklischen Voltammogramm dienen der Charakterisierung der Langzeitstabilität.

30 A) Biosensoren zur Bestimmung von Glukosekonzentrationen in Probenflüssigkeiten

Mit dem zuvor beschriebenen Sensoraufbau lassen sich unterschiedlich gestaltete Glukosebiosensoren herstellen. Die verschiedenen Modifikationen dieser

Glukosebiosensoren unterscheiden sich dabei unter anderem in der Wahl der Verbindung, die als Mediator eingesetzt wird, oder aber im Material der polymeren Schutzschicht. Als Enzym wird in den aufgeführten Beispielen 1-3 Glukoseoxidase (von *Aspergillus niger*) verwendet. Die schützende und sensitivitätssteigernde Wirkung der polymeren Schutzschicht wird verdeutlicht, indem Meßergebnisse von Biosensoren mit und ohne Schutzschicht einander gegenüber gestellt werden.

Beispiel 1

- 10 Elektrodenmaterial: Kohlenstoff-Paste
Mediator: p-Aminodiphenylamin (ADPA)
Enzym: Glukoseoxidase (*Aspergillus niger*)
Schutzschicht: Polyvinylpyrrolidon (PVP)
Ausführungsform Die Reaktionsschicht besteht aus einer einzelnen Schicht
15 enthaltend ein elektronenleitendes Material, den Mediator und die analyterkennende Biokomponente (Glukoseoxidase)

Der Peakstrom (Oxidationsstrom) eines ADPA-modifizierten Biosensors ohne Schutzschicht beträgt bei 200 mV (vs. Ag/AgCl) zu Beginn der Meßreihe 216 nA (Abbildung 3). Durch die signalerhöhende Wirkung einer PVP-Schutzschicht läßt sich der Peakstrom auf 2000 nA verstärken (Abbildung 4). Während die ADPA-Biosensoren ohne Schutzschicht innerhalb von 54 Tagen 55% ihrer oxidierbaren ADPA-Menge verlieren, bleibt diese Menge bei Biosensoren mit PVP-Schutzschicht in diesem Zeitraum konstant.

25 Die zyklische Voltammogramme in gepufferter Glukoselösung ($C_{\text{Glukose}}=15 \text{ mM}$) zeigen, dass ADPA als Mediator geeignet ist. Der Strom im Potentialbereich der Oxidation von ADPA steigt durch die Anwesenheit von Glukose bei Biosensoren ohne Schutzschicht auf 550 nA, bei Biosensoren mit Schutzschicht auf annähernd
30 6000 nA. Während die ADPA-Biosensoren ohne Schutzschicht innerhalb von 54 Tagen deutliche Signalverluste aufweisen (Abbildung 5), bleibt der Signalwert der PVP-bedeckten Biosensoren in diesem Zeitraum konstant (Abbildung 6). Eine deutliche Verbesserung bewirkt die Verwendung der PVP-Schutzschicht in den ADPA-Biosensoren auch hinsichtlich der Sensitivität der Sensoren. Anfänglich



5 beträgt die Sensitivität der ungeschützten ADPA-Biosensoren 204 nA/mM (Abbildung 7). Bei geschützten Biosensoren liegt die Sensitivität anfänglich bei 325 nA/mM (Abbildung 8). Während die PVP-Schutzschicht dafür sorgt, dass diese Sensitivität von 325 nA/mM auch nach 54 Tagen erhalten bleibt, sinkt sie bei den ungeschützten Biosensoren innerhalb von 54 Tagen bereits auf 136 nA/mM ab. Auffällig ist weiterhin die Verlängerung des linearen Meßbereichs des ADPA-Biosensors durch die PVP-Schutzschicht. Ohne diese Schutzschicht beobachtet man bei 4 mM Glukose bereits eintretende Sättigung des Sensorsignals, wohingegen bei geschützten Biosensoren diese Konzentration noch im linearen Bereich des Biosensors erfaßt wird.

10

Beispiel 2

Elektrodenmaterial: Kohlenstoff-Paste

Mediator: N,N,N',N'-Tetramethyl-Phenylendiamin (TMPD)

15 Enzym: Glukoseoxidase (*Aspergillus niger*)

Schutzschicht: Polyvinylpyrrolidon (PVP)

Ausführungsform Die Reaktionsschicht besteht aus einer einzelnen Schicht enthaltend ein elektronenleitendes Material, den Mediator und die analyterkennende Biokomponente (Glukoseoxidase)

20

TMPD-modifizierte Biosensoren ohne Schutzschicht weisen zu Beginn der Meßreihe im zyklischen Voltammogramm in glukosefreiem Puffer bei 100 mV einen Oxidationspeak mit einem Peakstrom von 90 nA (vs. Ag/AgCl) auf (Abbildung 9). Durch eine PVP-Schutzschicht läßt sich dieses Signal auf 850 nA verstärken (Abbildung 10). Innerhalb von 46 Tagen reduziert sich die oxidierbare TMPD-Menge der ungeschützten Biosensoren um 57%. Bei TMPD-Biosensoren mit PVP-Schutzschicht hingegen bleibt der Oxidationsstrom und damit die oxidierbare TMPD-Menge in diesem Zeitraum nahezu konstant.

30 TMPD zeigt in den zyklischen Voltammogrammen in gepufferter Glukoselösung ($c_{\text{Glukose}}=15 \text{ mM}$) die Verwendbarkeit als Mediator. Der Strom im Potentialbereich der Oxidation von TMPD liegt anfänglich bei Biosensoren ohne Schutzschicht bei 450 nA (Abbildung 11), bei Biosensoren mit Schutzschicht bei 3500 nA (Abbildung 12). Dieser Wert kann auch nur bei Biosensoren mit PVP-Schutzschicht nahezu konstant



Beispiel 5

Elektrodenmaterial: Kohlenstoff-Paste

Mediator: p-Aminodiphenylamin (ADPA)

Enzym: Peroxidase

5 Biokomponente: Fänger-Antikörper

Schutzschicht: Stärke

Ausführungsform: Die Reaktionsschicht besteht aus einer einzelnen Schicht
enthaltend ein elektronenleitendes Material, den Mediator und
die analyterkennende Biokomponente (Fänger-Antikörper).

10

Der Fänger-Antikörper liegt entweder direkt immobilisiert vor oder wird über zuvor
immobilisiertes Avidin (Abb. 20) auf der Oberfläche fixiert. Nach Anbindung des
Analyten aus der zu untersuchenden Probe an den analytspezifischen Fänger-
Antikörper erfolgt der Nachweis nach Zugabe eines zweiten analytspezifischen
15 Antikörper-Peroxidase-Konjugates (Enzym-Konjugat). Die Peroxidase katalysiert die
Reduktion von H_2O_2 zu H_2O , wodurch die Peroxidase oxidiert wird. Die Regeneration
der Peroxidase erfolgt durch den Mediator ADPA; der oxidierte Mediator wird an der
Arbeitselektrode (bei $E = -150$ mV vs. Ag/AgCl) wieder reduziert. In der Abbildung 21
ist am Beispiel des Interleukin-4 eine Kalibriergerade dargestellt. Die
20 Nachweisgrenze liegt bei 200 amol an Interleukin-4.

25

30

SCHUTZANSPRÜCHE

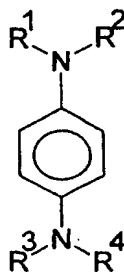
1. Einwegbiosensor umfassend ein Trägermaterial (1), elektrische Leiterbahnen (2), die auf dem Trägermaterial aufgebracht sind, eine dielektrische Isolatorschicht (3), welche das Trägermaterial (1) sowie die elektrischen Leiterbahnen (2) bedeckt und Aussparungen für die Kontaktierung (4) einer Potentiostateinheit und für ein Elektrodensystem umfassend eine Gegenelektrode (6) und eine aus einer Reaktionsschicht gebildete Arbeitselektrode (5) aufweist, sowie eine analyterkennende Biokomponente, dadurch gekennzeichnet, dass

- die Reaktionsschicht neben einem elektronenleitenden Material einen leicht sublimierenden Elektronentransfermediator enthält und

- das Elektrodensystem von einer polymeren Schutzschicht (8) bedeckt ist.

2. Einwegbiosensor gemäß Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Elektronentransfermediator in der Reaktionsschicht eine Verbindung der Struktur (I) ist,

(I)



in der die Reste R^1 , R^2 , R^3 und R^4 gleich oder verschieden sein können und ein Wasserstoffatom, einen C_1 - C_{10} -Alkylrest, bevorzugt einen C_1 - C_5 -Alkylrest, oder einen Arylrest darstellen.

3. Einwegbiosensor gemäß Anspruch 1 bis 2, dadurch gekennzeichnet, dass der Elektronentransfermediator in der Reaktionsschicht entweder p-Phenylendiamin, N,N,N',N'-Tetramethyl-p-Phenylendiamin (TMPD) oder p-Aminodiphenylamin (ADPA) ist.



gehalten werden. Ohne Schutzschicht sinkt der Oxidationsstrom innerhalb von 46 Tagen bis auf 160 nA ab. Die stabilisierende und signalerhöhende Wirkung der PVP-Schutzschicht wird auch bei der Betrachtung der Sensitivität deutlich. Diese steigt durch die PVP-Schutzschicht von 60 nA/mM (Abbildung 13) auf 341 nA/mM (Abbildung 14) an und kann über 46 Tage auf diesem Niveau konstant gehalten werden. Wie bereits beim ADPA-Biosensor zu beobachten ist, verlängert die PVP-Schutzschicht auch beim TMPD-Biosensor den linearen Meßbereich, so dass eine Glukosekonzentration von 4 mM noch erfaßt werden kann.

10

Beispiel 3

Elektrodenmaterial: Kohlenstoff-Paste

Mediator: N,N,N',N'-Tetramethyl-Phenylendiamin (TMPD)

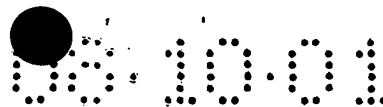
Enzym: Glukoseoxidase (*Aspergillus niger*)

15 Schutzschicht: Stärke

Ausführungsform Die Reaktionsschicht besteht aus einer einzelnen Schicht enthaltend ein elektronenleitendes Material, den Mediator und die analyterkennende Biokomponente (Glukoseoxidase)

20 Ein TMPD-Biosensor läßt sich auch durch eine Schutzschicht aus Stärke stabilisieren. Die Signalintensität im zyklischen Voltammogramm in gepufferter Glukoselösung steigt durch diese Schicht auf 175 nA (Abbildung 15) an (im Vergleich zu 90 nA ohne Schutzschicht, Abbildung 9) und bleibt über einen Zeitraum von 46 Tagen nahezu konstant. In einer gepufferten Glukoselösung ($c_{\text{Glukose}}=15 \text{ mM}$) erhält
25 man im Zeitraum von 46 Tagen Oxidationströme zwischen 470 und 520 nA (Abbildung 16) im Vergleich zu 450 nA ohne Schutzschicht (Abbildung 11). Die signalerhöhende Wirkung der Stärke ist somit nicht so intensiv wie bei PVP, eine Stabilisierung läßt sich mit dieser Schutzschicht dennoch erreichen. Dies wird auch bei den Sensitivitätsuntersuchungen deutlich (Abbildung 17).

30



B) Biosensoren zur Bestimmung der Konzentrationen von sequenzspezifischen DNA-Einzelstrangfragmenten (Beispiel 4) oder von Antigenen in Probenflüssigkeiten (Beispiel 5)

- 5 Mit dem zuvor beschriebenen Sensoraufbau lassen sich neben Analyten, die durch spezifische Enzyme umgesetzt werden, auch DNA-Einzelstrangfragmente oder aber auch Antigene in Proben- oder Körperflüssigkeiten quantifizieren.

10 Beispiel 4

Elektrodenmaterial: Kohlenstoff-Paste

Mediator: p-Aminodiphenylamin (ADPA)

Enzym: Peroxidase

Biokomponente: biotinylierte einzelsträngige DNA

15 Schutzschicht: Stärke

Ausführungsform: Die Reaktionsschicht besteht aus einer einzelnen Schicht enthaltend ein elektronenleitendes Material, den Mediator und die analyterkennende Biokomponente (DNA-Sonde).

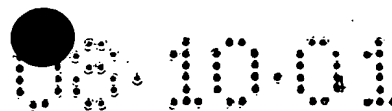
- 20 Die biotinylierte sequenzspezifische DNA-Sonde liegt über Avidin in der Reaktionsschicht immobilisiert vor (Abbildung 18). Die zu bestimmende Menge an komplementärem DNA-Strang ist mit Digoxigenin markiert. Nach Hybridisierung dieses komplementären DNA-Stranges an den immobilisierten DNA-Einzelstrang erfolgt der Nachweis nach Zugabe eines Anti-Digoxigenin-Antikörper-Konjugates
- 25 (Enzym-Konjugat). Die Peroxidase katalysiert die Reduktion von Wasserstoffperoxid (Substrat des Enzym-Konjugates) zu Wasser, wodurch die Peroxidase oxidiert wird. Die Regeneration der Peroxidase erfolgt durch den Mediator ADPA, der oxidierte Mediator wird anschließend an der Arbeitselektrode bei einem Potential von -150 mV (vs. Ag/AgCl) wieder reduziert. In der Abbildung 19 ist eine Kalibriergerade für
- 30 den Nachweis eines 20mer Oligonukleotids dargestellt. Die Nachweisgrenze liegt bei 80 amol an DNA.



4. Einwegbiosensor gemäß Anspruch 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass das Elektrodensystem zusätzlich eine Referenzelektrode (7) umfaßt.
5. Einwegbiosensor gemäß Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Referenzelektrode (7) aus einer als wesentliche Bestandteile Silberpartikel, Silberchlorid und ein leicht lösliches Silbersalz enthaltenden Polymerpaste besteht, die durch Sieb- oder Maskendruck auf das Trägermaterial (1) aufgebracht und anschließend ausgehärtet worden ist.
6. Einwegbiosensor gemäß Anspruch 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass das Trägermaterial (1) aus Polycarbonat, Polyvinylchlorid (PVC), Polyethylen-terephthalat (PET), Polypropylen, Polyester oder Polystyrol besteht.
7. Einwegbiosensor gemäß Anspruch 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Leiterbahnen (2) aus einer als wesentliche Bestandteile Kohlenstoff-, Silber-, Platin- oder Goldpartikel enthaltenden Polymerpaste bestehen, die durch Sieb- oder Maskendruck auf das Trägermaterial (1) aufgebracht und anschließend ausgehärtet worden ist.
8. Einwegbiosensor gemäß Anspruch 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass zur Herstellung der Reaktionsschicht eine Polymerpaste als elektronenleitendes Material verwendet worden ist, die als wesentliche Bestandteile Kohlenstoff-, Platin-, Palladium-, Rhodium- oder Goldpartikel enthält und die durch Sieb- oder Maskendruck auf das Trägermaterial (1) aufgebracht worden ist.
9. Einwegbiosensor gemäß Anspruch 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Gegenelektrode (6) aus einer als wesentliche Bestandteile Silberpartikel, Silberchlorid und ein leicht lösliches Silbersalz enthaltenden Polymerpaste besteht, die durch Sieb- oder Maskendruck auf das Trägermaterial (1) aufgebracht und anschließend ausgehärtet worden ist.
10. Einwegbiosensor gemäß Anspruch 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass die hydrophile, polymere Schutzschicht (8) im wesentlichen aus einem Hydrogel aus

Polyvinylpyrrolidon (PVP), Polyethylenoxid (PEO), Stärke oder Gelatine besteht, welches durch Sieb- oder Maskendruck aufgetragen worden ist.

- 5 11. Einwegbiosensor gemäß Anspruch 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass über dem Elektrodensystem ein Kunststoffgewebe (9) lokalisiert ist, welches mit einem die polymere Schutzschicht (8) bedeckenden Tape (10) über den Elektroden fixiert ist, wobei das Tape (10) eine Aussparung zur Aufnahme einer Flüssigkeit aufweist.
- 10 12. Einwegbiosensor gemäß Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass das Kunststoffgewebe (9) aus einem Polyethylen-, Polypropylen- oder Polyamidnetz besteht.
- 15 13. Einwegbiosensor gemäß Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass das Tape (10) aus einer einseitig klebenden Polyester-, PVC- oder Papierklebefolie besteht.
- 20 14. Einwegbiosensor gemäß Anspruch 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass die analyterkennende Biokomponente ein Enzym ist.
15. Einwegbiosensor gemäß Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, dass das Enzym eine Oxidoreduktase, eine Dehydrogenase, eine β -Galaktosidase oder eine alkalische Phosphatase ist.
- 25 16. Einwegbiosensor gemäß Anspruch 14 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass das Enzym entweder Glukoseoxidase (GOD), Laktatoxidase (LOD), Uricase, Ascorbatoxidase, Ethanoloxidase, Cholesteroxidase oder Peroxidase (POD) ist.
- 30 17. Einwegbiosensor gemäß Anspruch 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass die analyterkennende Biokomponente ein DNA-Molekül, ein Fänger-Antikörper oder ein Rezeptor ist.



18. Einwegbiosensor gemäß Anspruch 1 bis 17, dadurch gekennzeichnet, dass die Reaktionsschicht aus einer einzigen Schicht enthaltend die elektronenleitende Polymerpaste, den leicht sublimierenden Mediator sowie die analyterkennende Biokomponente gebildet wird.

5

19. Einwegbiosensor gemäß Anspruch 1 bis 17, dadurch gekennzeichnet, dass die Reaktionsschicht aus einer einzigen Schicht enthaltend die elektronenleitende Polymerpaste und den leicht sublimierenden Mediator gebildet wird und dass die analyterkennende Biokomponente in der polymeren Schutzschicht (8) lokalisiert ist.

10

20. Einwegbiosensor gemäß Anspruch 1 bis 17, dadurch gekennzeichnet, dass die Reaktionsschicht aus zwei Schichten besteht, wobei die erste Schicht aus der elektronenleitenden Polymerpaste sowie dem leicht sublimierenden Mediator gebildet wird und von einer zweiten, hydrophilen polymeren Deckschicht bedeckt ist, die als Träger der analyterkennenden Biokomponente fungiert.

15

21. Einwegbiosensor gemäß Anspruch 1 bis 17, dadurch gekennzeichnet, dass die Reaktionsschicht aus zwei Schichten besteht, wobei die erste Schicht aus der elektronenleitenden Polymerpaste gebildet wird und von einer zweiten, hydrophilen polymeren Deckschicht bedeckt ist, die als Träger der analyterkennenden Biokomponente und des leicht sublimierenden Mediators fungiert.

20

22. Einwegbiosensor gemäß Anspruch 1 bis 17, dadurch gekennzeichnet, dass die Reaktionsschicht aus zwei Schichten besteht, wobei die erste Schicht aus der elektronenleitenden Polymerpaste gebildet wird und von einer zweiten, hydrophilen polymeren Deckschicht bedeckt ist, die als Träger des leicht sublimierenden Mediators fungiert und dass die analyterkennende Biokomponente in der polymeren Schutzschicht (8) lokalisiert ist.

25

30

23. Einwegbiosensor gemäß Anspruch 20 bis 22, dadurch gekennzeichnet, dass die hydrophile polymere Deckschicht im wesentlichen aus einem Hydrogel aus Polyvinylpyrrolidon (PVP), Polyethylenoxid (PEO), Stärke oder Gelatine besteht, welches durch Sieb- oder Maskendruck aufgedruckt worden ist.

Abbildungen:

Abbildung 1:

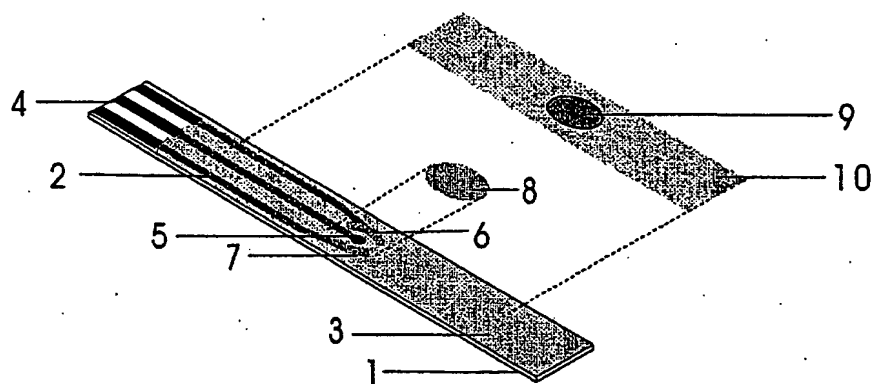
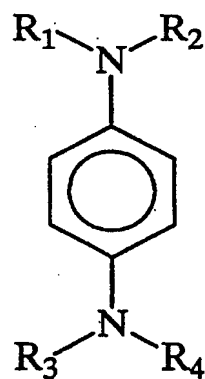


Abbildung 2:



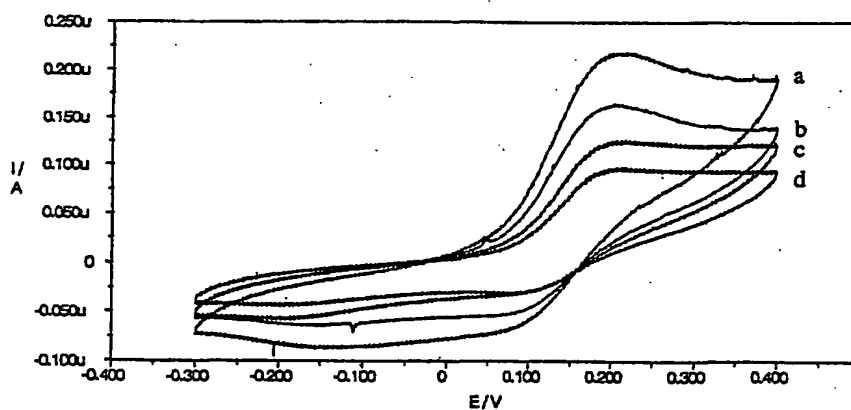


Abbildung 3: CV der ADPA-modifizierten Glukosebiosensoren ohne Schutzschicht, gemessen an unterschiedlichen Tagen, in glukosefreiem PBS-Puffer, (pH 7.4 ; $c(\text{Cl}^-)$ 154 mM), $v = 50 \text{ mV/s}$
a: 1. Tag ; b: 8. Tag ; c: 17. Tag ; d: 54. Tag

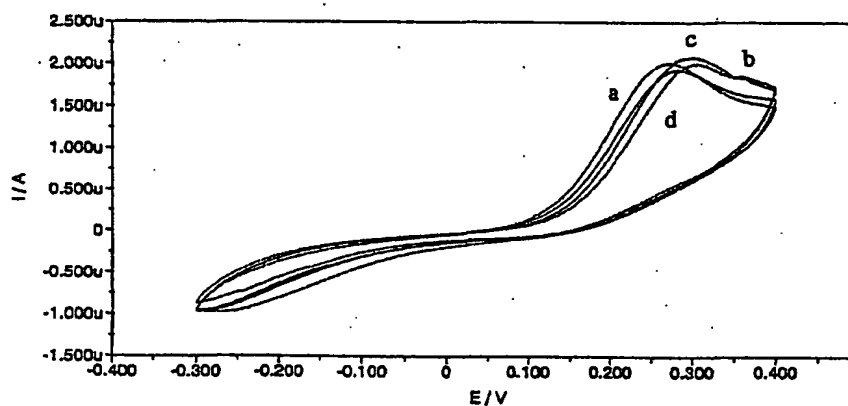


Abbildung 4: CV der ADPA-modifizierten Glukosebiosensoren mit PVP-Schutzschicht, gemessen an unterschiedlichen Tagen, in glukosefreiem PBS-Puffer, (pH 7.4 ; $c(\text{Cl}^-)$ 154 mM), $v = 50 \text{ mV/s}$
a: 1. Tag; b: 8. Tag; c: 17. Tag; d: 54. Tag

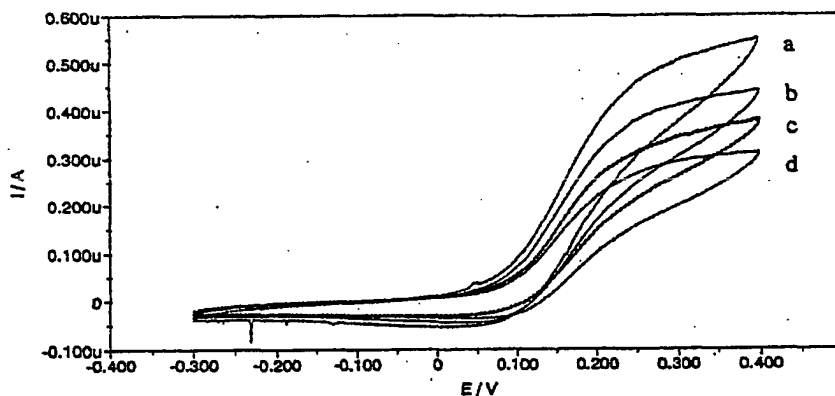


Abbildung 5: CV der ADPA-modifizierten Glukosebiosensoren ohne Schutzschicht, gemessen an unterschiedlichen Tagen, in gepufferter Glukoselösung, (pH 7.4; c_{Glukose} : 15 mM, c_{Cl^-} : 154 mM), $v = 50 \text{ mV/s}$
a: 1. Tag; b: 8. Tag; c: 17. Tag; d: 54. Tag

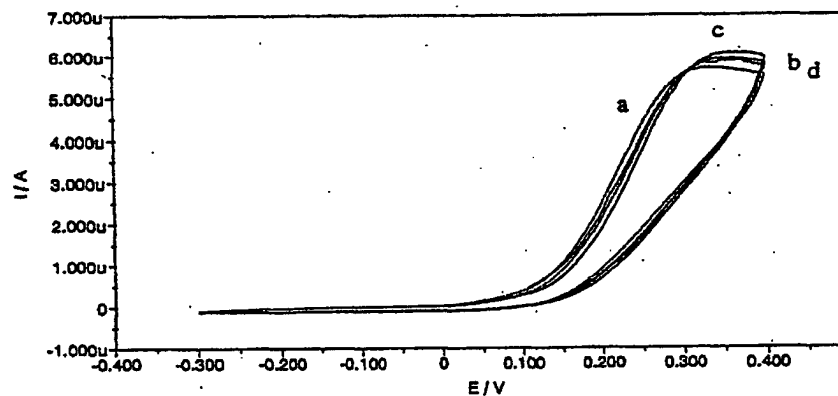


Abbildung 6: CV der ADPA-modifizierten Glukosebiosensoren mit PVP-Schutzschicht, gemessen an unterschiedlichen Tagen, in gepufferter Glukoselösung, (pH 7.4 ; c_{Glukose} : 15 mM, c_{Cl^-} : 154 mM), $v = 50 \text{ mV/s}$
a: 1. Tag; b: 8. Tag; c: 17. Tag; d: 54. Tag

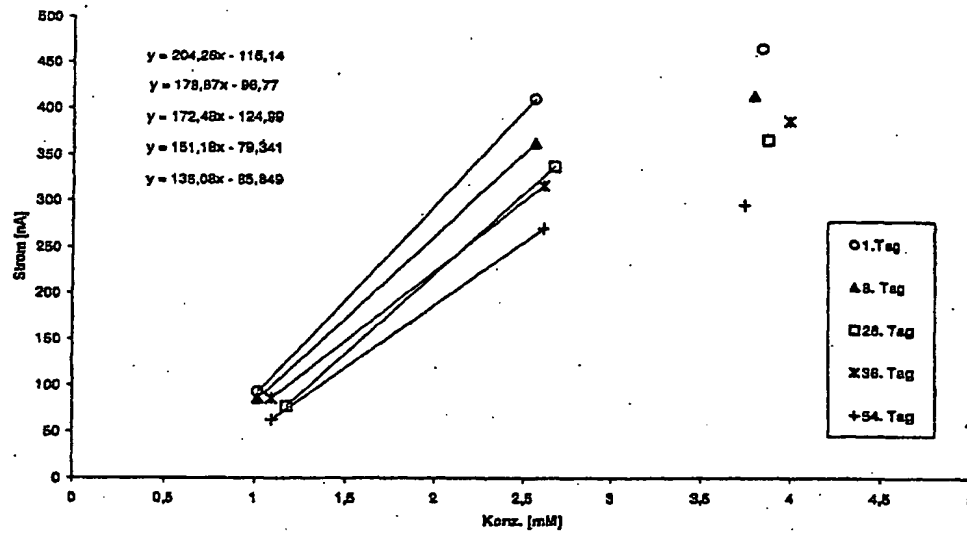


Abbildung 7: Sensitivität von ADPA-modifizierten Glukosebiosensoren ohne Schutzschicht in Abhängigkeit des Sensoralters

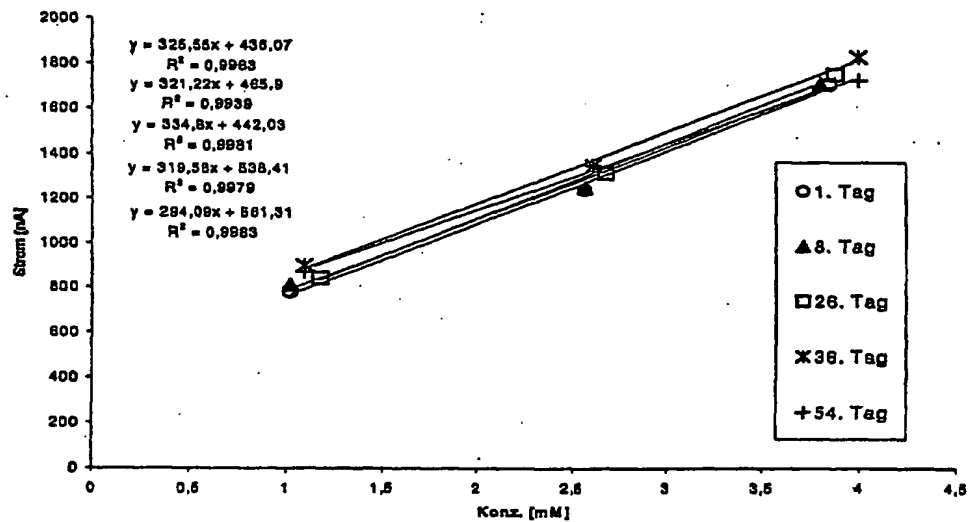


Abbildung 8: Sensitivität von ADPA-modifizierten Glukosebiosensoren mit PVP-Schutzschicht in Abhängigkeit des Sensoralters

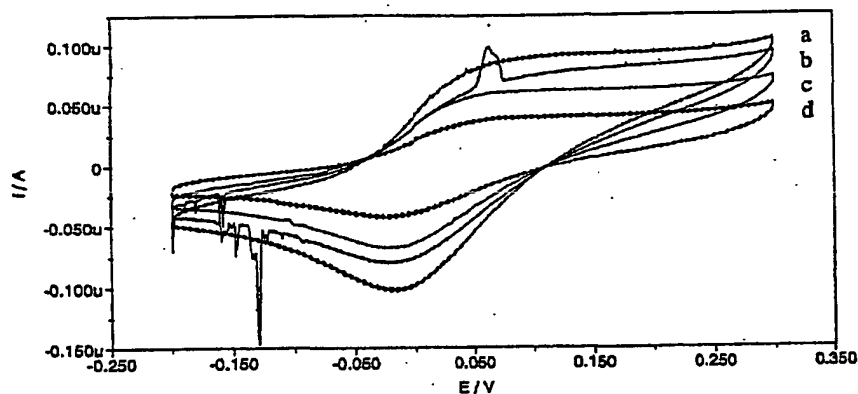


Abbildung 9: CV der TMPD-modifizierten Glukosebiosensoren ohne Schutzschicht, gemessen an unterschiedlichen Tagen, in glukosefreiem PBS-Puffer, (pH 7.4 ; $c(\text{Cl}^-)$ 154 mM), $v = 50 \text{ mV/s}$
a: 1. Tag ; b: 9. Tag ; c: 18. Tag ; d: 46. Tag

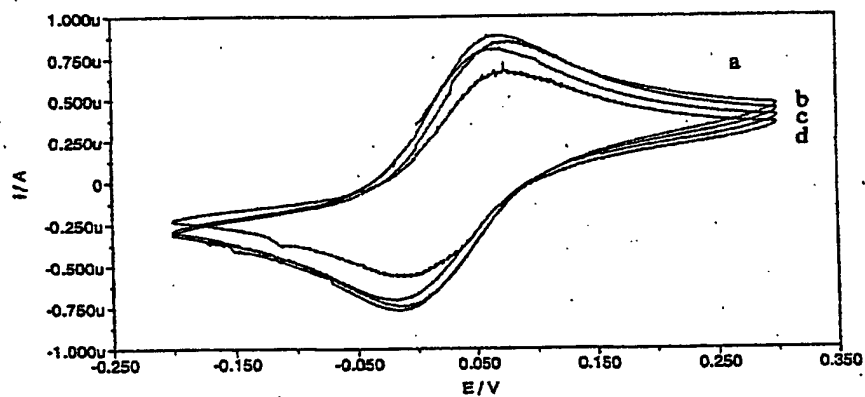


Abbildung 10: CV der TMPD-modifizierten Glukosebiosensoren mit PVP-Schutzschicht, gemessen an unterschiedlichen Tagen, in glukosefreiem PBS-Puffer, (pH 7.4 ; $c(\text{Cl}^-)$ 154 mM), $v = 50 \text{ mV/s}$
a: 1. Tag ; b: 9. Tag ; c: 18. Tag ; d: 46. Tag

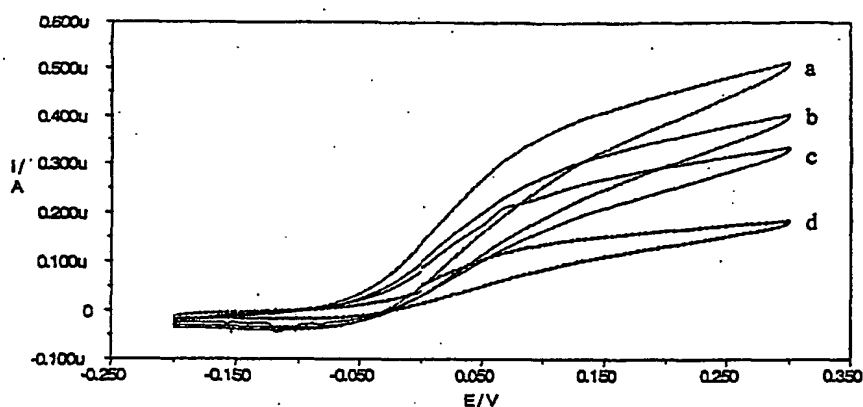


Abbildung 11: CV der TMPD-modifizierten Glukosebiosensoren ohne Schutzschicht, gemessen an unterschiedlichen Tagen, in gepufferter Glukoselösung, (pH 7.4 ; c_{Glukose} : 15 mM, c_{Cl^-} : 154 mM), $v = 50 \text{ mV/s}$
a: 1. Tag ; b: 9. Tag ; c: 18. Tag ; d: 46. Tag

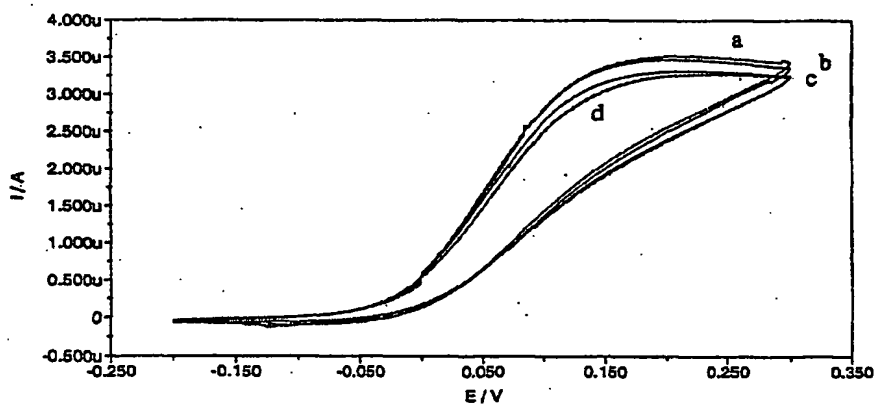


Abbildung 12: CV der TMPD-modifizierten Glukosebiosensoren mit PVP-Schutzschicht, gemessen an unterschiedlichen Tagen, in gepufferter Glukoselösung, (pH 7.4 ; c_{Glukose} : 15 mM, c_{Cl^-} : 154 mM), $v = 50 \text{ mV/s}$
a: 1. Tag ; b: 9. Tag ; c: 18. Tag ; d: 46. Tag

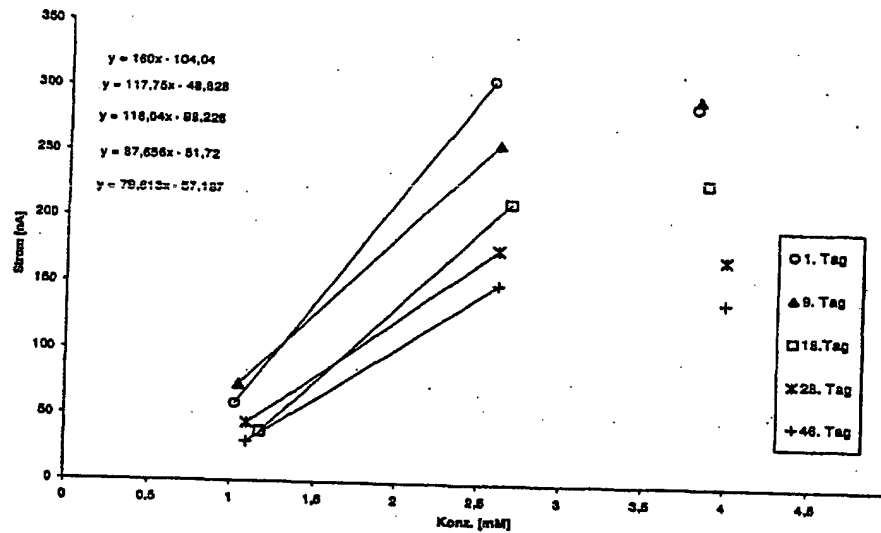


Abbildung 13: Sensitivität von TMPD-modifizierten Glukosebiosensoren ohne Schutzschicht in Abhängigkeit des Sensoralters

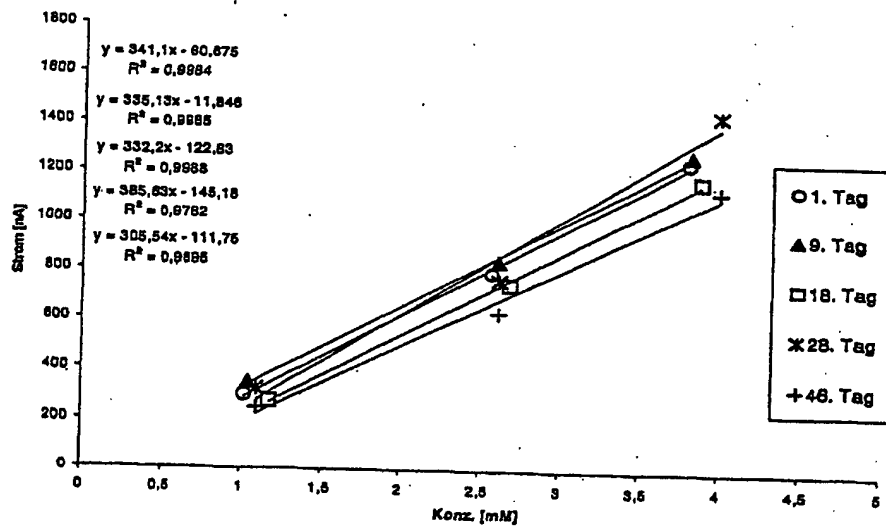


Abbildung 14: Sensitivität von TMPD-modifizierten Glukosebiosensoren mit PVP-Schutzschicht in Abhängigkeit des Sensoralters

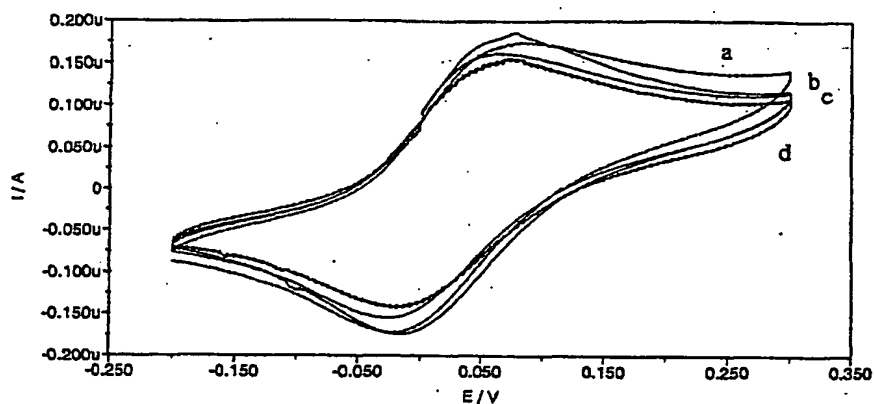


Abbildung 15: CV der TMPD-modifizierten Glukosebiosensoren mit Stärke-Schutzschicht, gemessen an unterschiedlichen Tagen, in glukosefreiem PBS-Puffer, (pH 7.4 ; c_{Cl^-} 154 mM), $v = 50 \text{ mV/s}$
a: 1. Tag ; b: 9. Tag ; c: 18. Tag ; d: 46. Tag

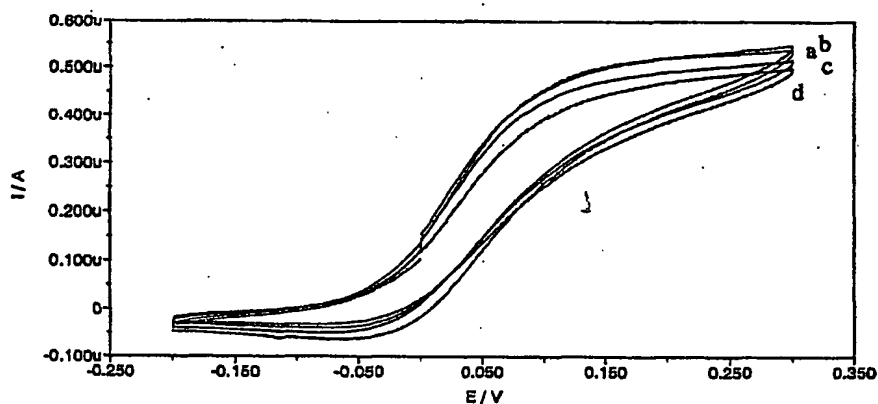


Abbildung 16: CV der TMPD-modifizierten Glukosebiosensoren mit Stärke-Schutzschicht, gemessen an unterschiedlichen Tagen, in gepufferter Glukoselösung, (pH 7.4 ; c_{Glukose} : 15 mM, c_{Cl^-} : 154 mM), $v = 50 \text{ mV/s}$
a: 1. Tag ; b: 9. Tag ; c: 18. Tag ; d: 46. Tag

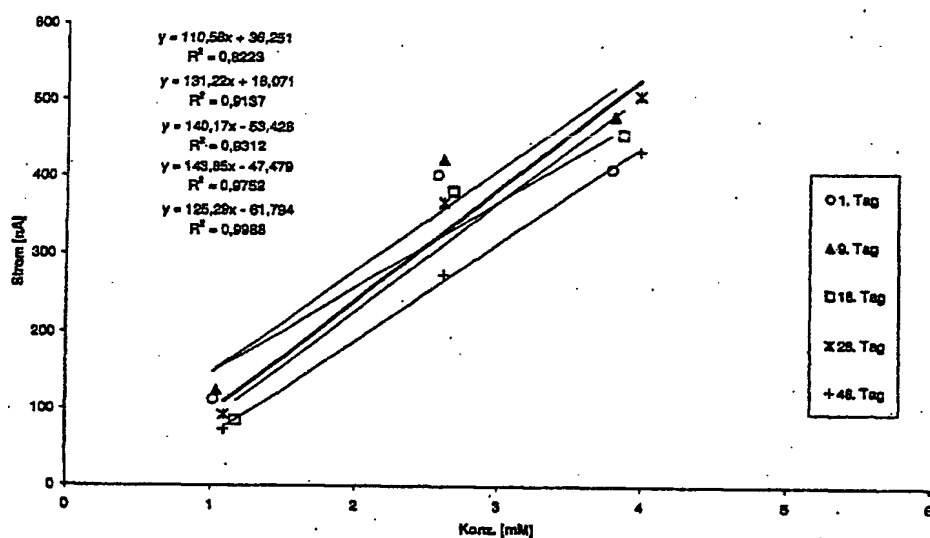


Abbildung 17: Sensitivität von TMPD-modifizierten Glukosebiosensoren mit Stärke-Schutzschicht in Abhängigkeit des Sensoralters

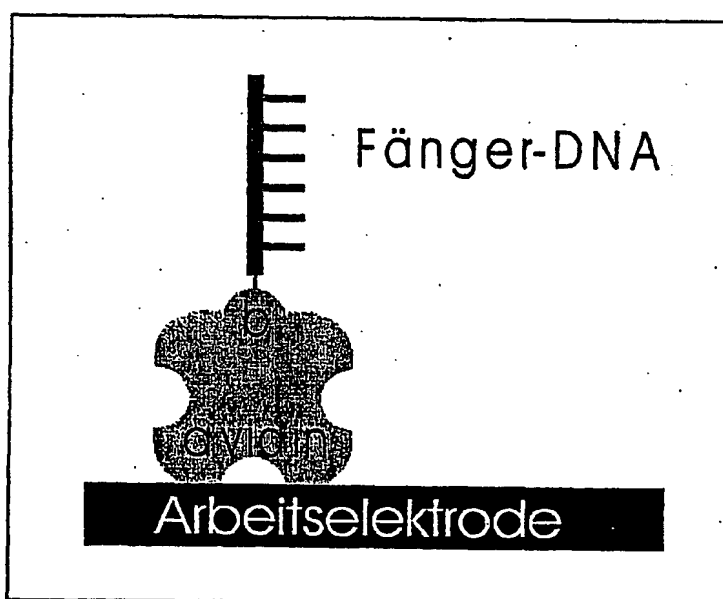


Abbildung 18: Immobilisierung der einzelsträngigen DNA als analyterkennendes Element über Avidin auf der Arbeits-elektrode

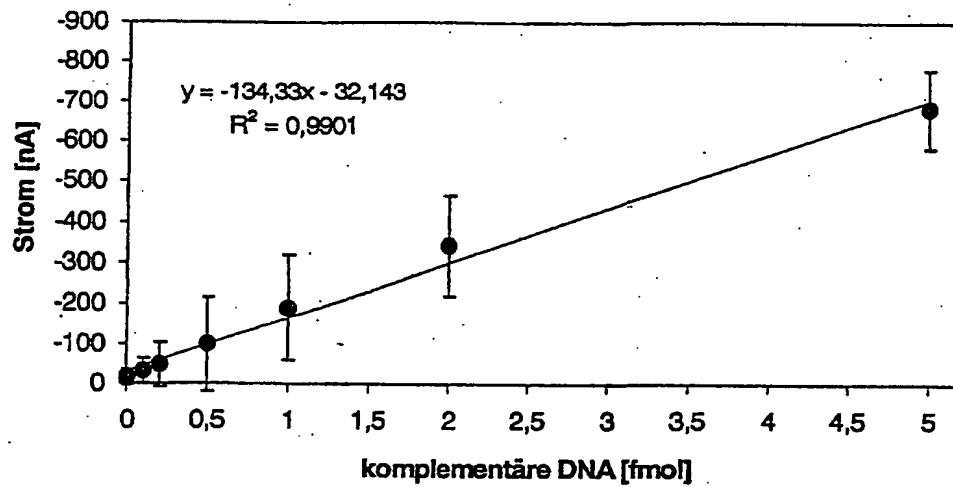


Abbildung 19: Kalibriergerade eines 20mer Oligonukleotids

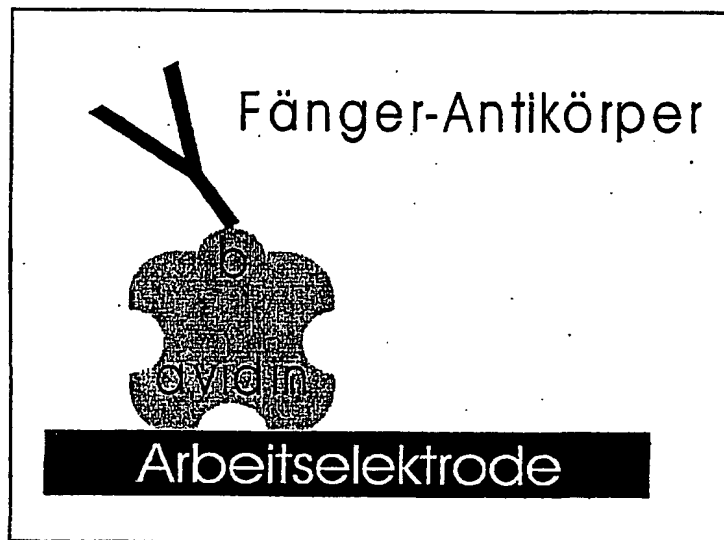


Abbildung 20: Immobilisierung des Fänger-Antikörpers als analyterkennendes Element über Avidin auf der Arbeitselektrode

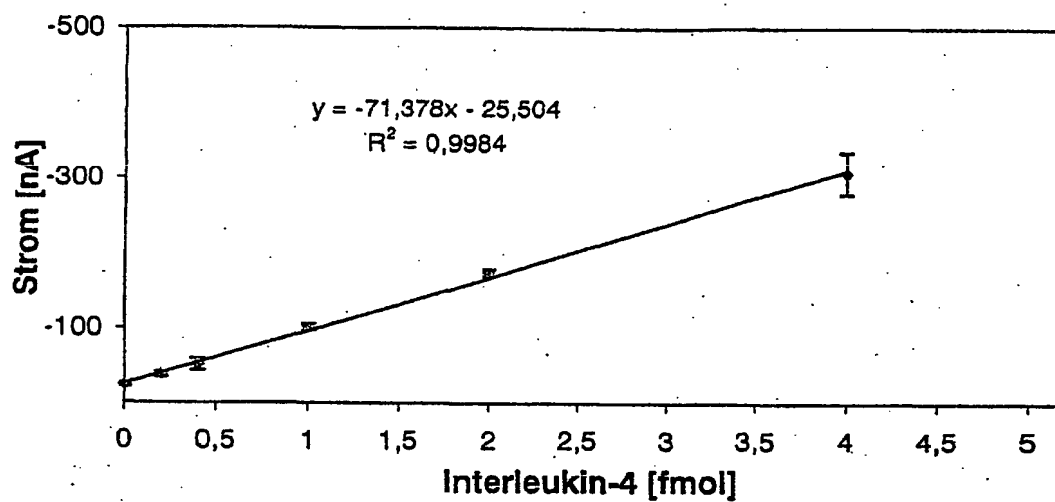


Abbildung 21: Kalibriergerade von Interleukin-4